

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 8 月 2 9 日
Date of Application:

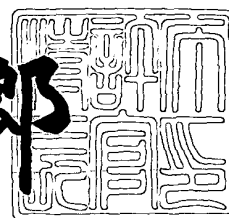
出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 5 0 6 2 8
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 2 5 0 6 2 8]

出 願 人 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロ
Applicant(s): ジー・カンパニー・エルエルシー
 増谷 佳孝
 阿部 修
 青木 茂樹

2 0 0 3 年 7 月 9 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 5 5 0 2 5

【書類名】 特許願

【整理番号】 16NM02038

【特記事項】 特許法第 3 0 条第 1 項の規定の適用を受けようとする特
許出願

【提出日】 平成14年 8月29日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都文京区弥生 2 - 1 4 - 1 0 - 3 0 6

 【氏名】 増谷 佳孝

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都文京区本駒込 1 - 2 5 - 2 7

 【氏名】 阿部 修

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都文京区西片 1 - 1 - 5 - 5 0 2

 【氏名】 青木 茂樹

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都日野市旭ヶ丘 4 丁目 7 番地の 1 2 7 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

 【氏名】 梶沢 宏之

【特許出願人】

 【識別番号】 300019238

 【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【特許出願人】

 【住所又は居所】 東京都文京区弥生 2 - 1 4 - 1 0 - 3 0 6

 【氏名又は名称】 増谷 佳孝

【特許出願人】

【住所又は居所】 東京都文京区本駒込 1 - 2 5 - 2 7

【氏名又は名称】 阿部 修

【特許出願人】

【住所又は居所】 東京都文京区西片 1 - 1 - 5 - 5 0 2

【氏名又は名称】 青木 茂樹

【代理人】

【識別番号】 100095511

【弁理士】

【氏名又は名称】 有近 紳志郎

【電話番号】 03-5338-3501

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 002233

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 線維描出方法および線維描出装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 M R I 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に関心領域または関心体積領域を設定し、前記関心領域または関心体積領域内に規則的な格子点を設定し、次いで 2 次元または 3 次元に格子点をランダム移動した点を追跡開始点とし、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求め、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示することを特徴とする線維描出方法。

【請求項 2】 M R I 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定し、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求め、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し、各追跡開始点および各隣接点での拡散異方性値を反映した不透明度で表示することを特徴とする線維描出方法。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の線維描出方法において、拡散異方性値として F A 値を用いることを特徴とする線維描出方法。

【請求項 4】 請求項 3 に記載の線維描出方法において、ある隣接点での不透明度を X_{n+1} とし、1 つ前の隣接点または追跡開始点での F A 値を $F A_n$ とし、不透明度を X_n とするとき、

$$X_{n+1} = F A_n \cdot X_n$$

とすることを特徴とする線維描出方法。

【請求項 5】 M R I 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定し、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求め、主軸ベ

クトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し、各追跡開始点および各隣接点での拡散テンソルの固有値を反映した表示色で表示することを特徴とする線維描出方法。

【請求項 6】 請求項 5 に記載の線維描出方法において、拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とするとき、表示色 (R, G, B) を、

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とすることを特徴とする線維描出方法。

【請求項 7】 MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定し、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求め、その主軸ベクトルの方向を追跡方向ベクトルとし、追跡方向ベクトルに沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って拡散テンソル情報を求め、その拡散テンソル情報および少なくとも 1 つ前の追跡方向ベクトルから追跡方向ベクトルを求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し、表示することを特徴とする線維描出方法。

【請求項 8】 請求項 7 に記載の線維描出方法において、ある隣接点での拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とし、固有ベクトルを e_1 , e_2 , e_3 とし、追跡方向ベクトルを d_{i+1} とし、1 つ前の隣接点または追跡開始点での追跡方向ベクトルを d_i とするとき、

$$d_{i+1} = \{ \lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3 \} / \{ \lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3 \}$$

とすることを特徴とする線維描出方法。

【請求項 9】 MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に開始側関心領域と終了側関心領域または開始側関心体積領域と終了側関心体積領域を設定し、前記開始側関心領域または開始側関心体積領域内に追跡開始点を設定し、3 次元画像データ中の各追跡開始点から拡散テンソル解析を行っ

て線維を追跡し、追跡した各線維が前記終了側関心領域または終了側関心体積領域と交差するかを判定し、交差すると判定した線維だけを所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示することを特徴とする線維描出方法。

【請求項 10】 請求項 9 に記載の線維描出方法において、交差すると判定した線維に関する拡散テンソルの第 1 固有値を λ_1 とし、FA 値を FA とし、線維の全長を L とするとき、交差すると判定した線維すべてについての総和である

$$M_Value = \sum \lambda_1 \cdot FA / L$$

を算出し、表示することを特徴とする線維描出方法。

【請求項 11】 MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に関心領域または関心体積領域を設定する手段と、前記関心領域または関心体積領域内に規則的な格子点を設定する手段と、2 次元または 3 次元に格子点をランダム移動した点を追跡開始点とする手段と、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求める手段と、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置。

【請求項 12】 MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定する手段と、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求める手段と、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し各追跡開始点および各隣接点での拡散異方性値を反映した不透明度で表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置。

【請求項 13】 請求項 12 に記載の線維描出装置において、拡散異方性値として FA 値を用いることを特徴とする線維描出装置。

【請求項 14】 請求項 13 に記載の線維描出装置において、ある隣接点で

の不透明度を X_{n+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点での FA 値を FA_n とし、不透明度を X_n とするとき、

$$X_{n+1} = FA_n \cdot X_n$$

とすることを特徴とする線維描出装置。

【請求項 15】 MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定する手段と、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求める手段と、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し各追跡開始点および各隣接点での拡散テンソルの固有値を反映した表示色で表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置。

【請求項 16】 請求項 15 に記載の線維描出装置において、拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とするとき、表示色 (R, G, B) を、

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とすることを特徴とする線維描出装置。

【請求項 17】 MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定する手段と、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めその主軸ベクトルの方向を追跡方向ベクトルとする手段と、追跡方向ベクトルに沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って拡散テンソル情報を求めその拡散テンソル情報および少なくとも 1 つ前の追跡方向ベクトルから追跡方向ベクトルを求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置。

【請求項 18】 請求項 17 に記載の線維描出装置において、ある隣接点での拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とし、固有ベクトルを e_1 , e_2 , e_3 とし、追跡方向ベクトルを d_{i+1} とし、1 つ前の隣接点または追跡開始点での追跡方向ベクトルを d_i とするとき、

$$d_{i+1} = \{\lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3\}$$

$$3 \cdot d_i) e_3 \mid \nearrow \mid \lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3 \mid$$

とすることを特徴とする線維描出装置。

【請求項 19】 M R I 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に開始側関心領域と終了側関心領域または開始側関心体積領域と終了側関心体積領域を設定する手段と、前記開始側関心領域または開始側関心体積領域内に追跡開始点を設定する手段と、3 次元画像データ中の各追跡開始点から拡散テンソル解析を行って線維を追跡する手段と、追跡した各線維が前記終了側関心領域または終了側関心体積領域を通過するか否かを判定する手段と、通過すると判定した線維だけを所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置。

【請求項 20】 請求項 19 に記載の線維描出装置において、通過すると判定した線維に関する拡散テンソルの第 1 固有値を λ_1 とし、F A 値を F A とし、線維の全長を L とするとき、交差すると判定した線維すべてについての総和である、

$$M_Value = \sum \lambda_1 \cdot F A / L$$

を算出し表示する手段を具備したことを特徴とする線維描出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、線維描出方法および M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、さらに詳しくは、拡散テンソルイメージング (diffusion tensor imaging) によって得た脳白質線維を好適に描出する方法および M R I 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

図 21 は、従来の線維描出方法を示すフロー図である。

ステップ P1 では、M R I 装置にて拡散テンソル法または他の撮像方法 (T1 強調、T2 強調など) により収集した 3 次元画像データからアキシアル (axial) 面またはオブリーク (oblique) 面の M R 画像を生成し表示する。

ステップP2では、図22に示すように、表示されたMR画像G1上で2次元の関心領域R1（または3次元の関心体積領域）を操作者が設定する。

ステップP3'では、図23に示すように、関心領域R1（または関心体積領域）内において、規則的な格子点を発生させ、それらを追跡開始点S1, S2, S3, …とする。

【0003】

ステップP5では、追跡開始点の一つを選択する。

ステップP6'では、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中の選択した追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルすなわち第1固有ベクトル (eigenvector) の方向を求める。

【0004】

ステップP7では、主軸ベクトルの方向に沿った単位距離の位置が3次元画像データ空間内部であればその位置を隣接点としてステップP8'へ進み、3次元画像データ空間外部がなければステップP11へ進む。

ステップP8'では、3次元画像データの補間等により隣接点でのデータを作成し拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向およびFA (Fractional Anisotropy) 値を求める。

ステップP9では、FA値が閾値以上なら線維追跡が脳白質線維の末端部に至っていないので線維追跡を続けるためステップP7に戻り、FA値が閾値より小さいなら脳白質線維の末端部に至ったので線維追跡を終了するためステップP11へ進む。

このように、3次元画像データがなくなるか又は線維追跡が脳白質線維の末端部に至るまでステップP7～P9を繰り返し、例えば、図24に示すように、追跡開始点S1から隣接点N1, N2, N3, …と線維を追跡してゆく。その際、接続性の判定は、ベクトルの内積などを利用する。

【0005】

ステップP11では、追跡開始点から最後の隣接点までを一つの脳白質線維として保存する。

ステップP12では、まだステップP5で選択していない追跡開始点が残って

いればステップP 5に戻り、残っていなければステップP 1 4'に進む。

ステップP 1 4'では、例えば、図2 5に示すように、保存していた脳白質線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する。

【0 0 0 6】

拡散テンソルと神経線維の走行方向についての説明は、例えば「Microstructural and Physiological Features of Tissues Elucidated by Quantitative-Diffusion-Tensor MRI : PETER J. BASSER AND CARLO PIERPAOLI : JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE Series B 111, 209-219(1996)」や「Diffusion Anisotropy - 脳白質線維群の2 D and 3 D Images - : 京都府立医科大学放射線医学教室 紀ノ定 保臣 : 第3 0回MR画像研究会、平成1 0年9月4日(札幌)」に記載されている。

【0 0 0 7】

【発明が解決しようとする課題】

図2 1のステップP 3で規則的に発生した格子点を追跡開始点とした場合、図2 6に示すように、観察方向が格子点の並ぶ方向と平行になった場合に、観察方向に並ぶ追跡開始点を通る神経繊維が重なって見えるために線維密度が急に下がったように見え、不自然な印象を与える問題点がある。

そこで、本発明の第1の目的は、特定の観察方向で線維密度が急に下がったように見えることを防止できるようにした線維描出方法を提供することにある。

【0 0 0 8】

図2 1のステップP 9における閾値を小さくした場合、F A値が相当低い部分すなわち線維追跡の信頼性が相当低い部分まで描出される。しかし、線維追跡の信頼性が相当低い部分も信頼性が高い部分と同じ表示態様で描出されるため、区別がつかず、正確な診断の支障になる問題点がある。一方、図2 1のステップP 9における閾値を大きくした場合、脳白質線維の末端部に至る前に線維追跡が打ち切られるため、線維を十分に描出できなくなる問題点がある。

そこで、本発明の第2の目的は、線維追跡の信頼性の高低を反映した表示態様で線維を描出できるようにした線維描出方法を提供することにある。

【0 0 0 9】

従来は、追跡した線維の表示に拡散テンソルの固有値が反映されていなかったため、描出された線維を見ても拡散テンソルの固有値の変化を視認できない問題点がある。

そこで、本発明の第3の目的は、拡散テンソルの固有値の変化を反映した表示態様で線維を描出できるようにした線維描出方法を提供することにある。

【0010】

図27に示すように、神経線維交差部Cでは、接続方向が異なる神経線維が交差している。しかし、従来は、選択した隣接点における主軸ベクトルの方向だけを用いて追跡していたため、神経線維交差部で交差している線維を区別できず、図28に示すように、追跡方向を誤る問題点がある。

そこで、本発明の第4の目的は、接続方向が異なる神経線維が交差している部分でも方向を誤らずに追跡できるようにした線維描出方法を提供することにある。

【0011】

脳白質変性疾患の診断などでは、2つの部位間の神経線維の接続が破壊されているか否かを知ることが有益な情報となる。

そこで、本発明の第5の目的は、操作者が指定した2つの部位間の神経線維の接続状態を視認できるようにした線維描出方法を提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に関心領域または関心体積領域を設定し、前記関心領域または関心体積領域内に規則的な格子点を設定し、次いで2次元のまたは3次元の格子点をランダム移動した点を追跡開始点とし、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求め、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示することを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第1の観点による線維描出方法では、重なって並ぶ追跡開始点の数が、ど

の観察方向でも同程度になる。よって、特定の観察方向で線維密度が急に下がったように見えることを防止できる。なお、関心領域または関心体積領域の全体で見ると、追跡開始点が一様な密度となり、粗密を生じることはない。

【0013】

第2の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に追跡開始点を設定し、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求め、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し、各追跡開始点および各隣接点での拡散異方性値を反映した不透明度で表示することを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第2の観点による線維描出方法では、描出する線維の不透明度を拡散異方性値に応じて変化させる。よって、描出された線維の不透明度から線維追跡の信頼性の高低を視認できる。

【0014】

第3の観点では、本発明は、上記構成の線維描出方法において、拡散異方性値としてFA値を用いることを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第3の観点による線維描出方法では、拡散異方性に応じて「0」から「1」の間の値をとるFA値により、描出する線維の不透明度を変化させることが出来る。

【0015】

第4の観点では、本発明は、上記構成の線維描出方法において、ある隣接点での不透明度を X_{n+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点でのFA値を FA_n とし、不透明度を X_n とすると、

$$X_{n+1} = FA_n \cdot X_n$$

とすることを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第4の観点による線維描出方法では、追跡開始点から末端部へ不透明度を次第に高くすると共に末端部で不透明度を急に高くすることが出来る。

【0016】

第5の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に追跡開始点を設定し、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求め、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し、各追跡開始点および各隣接点での拡散テンソルの固有値を反映した表示色で表示することを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第5の観点による線維描出方法では、描出する線維の表示色を拡散テンソルの固有値に応じて変化させる。よって、描出された線維の表示色の变化拡散テンソルの固有値の変化を視認できる。

【0017】

第6の観点では、本発明は、上記構成の線維描出方法において、拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とすると、表示色(R, G, B)を、

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とすることを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第6の観点による線維描出方法では、表示色が「白」に近いほど拡散が等方的であり、表示色が「赤」に近いほど拡散が異方的であることが判る。

【0018】

第7の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に追跡開始点を設定し、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求め、その主軸ベクトルの方向を追跡方向ベクトルとし、追跡方向ベクトルに沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って拡散テンソル情報を求め、その拡散テンソル情報および少なくとも1つ前の追跡方向ベクトルから追跡方向ベクトルを求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し、表示することを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第7の観点による線維描出方法では、ある隣接点の拡散テンソル情報およ

び少なくとも 1 つ前の追跡方向ベクトルから新たな追跡方向ベクトルを求めるため、接続方向が異なる神経線維が交差している部分でも、それまでの接続方向に基づいて、接続方向が異なる神経線維を区別でき、方向を誤らずに各神経線維を追跡することが出来る。

【0019】

第 8 の観点では、本発明は、上記構成の線維描出方法において、ある隣接点での拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とし、固有ベクトルを e_1 , e_2 , e_3 とし、追跡方向ベクトルを d_{i+1} とし、1 つ前の隣接点または追跡開始点での追跡方向ベクトルを d_i とするとき、

$$d_{i+1} = \{ \lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3 \} / \sqrt{ \lambda_1^2 (e_1 \cdot d_i)^2 + \lambda_2^2 (e_2 \cdot d_i)^2 + \lambda_3^2 (e_3 \cdot d_i)^2 }$$

とすることを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第 8 の観点による線維描出方法では、1 つ前の追跡方向ベクトル d_i と、ある隣接点での拡散テンソルの固有値 λ_1 , λ_2 , λ_3 と、固有ベクトル e_1 , e_2 , e_3 とから、追跡方向ベクトル d_{i+1} を求めることが出来る。

【0020】

第 9 の観点では、本発明は、MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に開始側関心領域と終了側関心領域または開始側関心体積領域と終了側関心体積領域を設定し、前記開始側関心領域または開始側関心体積領域内に追跡開始点を設定し、3 次元画像データ中の各追跡開始点から拡散テンソル解析を行って線維を追跡し、追跡した各線維が前記終了側関心領域または終了側関心体積領域を通過するか否かを判定し、通過すると判定した線維だけを所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示することを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第 9 の観点による線維描出方法では、2 つの部位を通る神経線維だけを描出するため、2 つの部位間の神経線維の接続状態を視認できる。

【0021】

第 10 の観点では、本発明は、上記構成の線維描出方法において、通過すると

判定した線維に関する拡散テンソルの第1固有値を λ_1 とし、FA値をFAとし、線維の全長をLとすると、通過すると判定した線維すべてについての総和である、

$$M_Value = \sum \lambda_1 \cdot FA / L$$

を算出し、表示することを特徴とする線維描出方法を提供する。

上記第10の観点による線維描出方法では、2つの部位を神経線維が接続する強さの指標としてM_Valueを使うことで、定量評価が可能となる。

【0022】

第11の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に関心領域または関心体積領域を設定する手段と、前記関心領域または関心体積領域内に規則的な格子点を設定する手段と、2次元または3次元に格子点をランダム移動した点を追跡開始点とする手段と、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求める手段と、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第11の観点による線維描出装置では、上記第1の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0023】

第12の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に追跡開始点を設定する手段と、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求める手段と、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散異方性値を求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し各追跡開始点および各隣接点での拡散異方性値を反映した不透明度で表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第12の観点による線維描出装置では、上記第2の観点による線維描出方

法を好適に実施できる。

【0024】

第13の観点では、本発明は、上記構成の線維描出装置において、拡散異方性値としてFA値を用いることを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第13の観点による線維描出装置では、上記第3の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0025】

第14の観点では、本発明は、上記構成の線維描出装置において、ある隣接点での不透明度を X_{n+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点でのFA値を FA_n とし、不透明度を X_n とすると、

$$X_{n+1} = FA_n \cdot X_n$$

とすることを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第14の観点による線維描出装置では、上記第4の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0026】

第15の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に追跡開始点を設定する手段と、3次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求める手段と、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向および拡散テンソルの固有値を求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し各追跡開始点および各隣接点での拡散テンソルの固有値を反映した表示色で表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第15の観点による線維描出装置では、上記第5の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0027】

第16の観点では、本発明は、請求項15上記構成の線維描出装置において、拡散テンソルの固有値を λ_1 、 λ_2 、 λ_3 とすると、表示色(R, G, B)を

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とすることを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第 16 の観点による線維描出装置では、上記第 6 の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0028】

第 17 の観点では、本発明は、MRI 装置にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中に追跡開始点を設定する手段と、3 次元画像データ中の各追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めその主軸ベクトルの方向を追跡方向ベクトルとする手段と、追跡方向ベクトルに沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って拡散テンソル情報を求めその拡散テンソル情報および少なくとも 1 つ前の追跡方向ベクトルから追跡方向ベクトルを求めることを繰り返して線維を追跡する手段と、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第 17 の観点による線維描出装置では、上記第 7 の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0029】

第 18 の観点では、本発明は、上記構成の線維描出装置において、ある隣接点での拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とし、固有ベクトルを e_1 , e_2 , e_3 とし、追跡方向ベクトルを d_{i+1} とし、1 つ前の隣接点または追跡開始点での追跡方向ベクトルを d_i とするとき、

$$d_{i+1} = \{ \lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3 \} / \{ \lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3 \}$$

とすることを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第 18 の観点による線維描出装置では、上記第 8 の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0030】

第19の観点では、本発明は、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中に開始側関心領域と終了側関心領域または開始側関心体積領域と終了側関心体積領域を設定する手段と、前記開始側関心領域または開始側関心体積領域内に追跡開始点を設定する手段と、3次元画像データ中の各追跡開始点から拡散テンソル解析を行って線維を追跡する手段と、追跡した各線維が前記終了側関心領域または終了側関心体積領域を通過するか否かを判定する手段と、通過すると判定した線維だけを所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する手段とを具備したことを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第19の観点による線維描出装置では、上記第9の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0031】

第20の観点では、本発明は、上記構成の線維描出装置において、通過すると判定した線維に関する拡散テンソルの第1固有値を λ_1 とし、FA値をFAとし、線維の全長をLとすると、交差すると判定した線維すべてについての総和である、

$$M_Value = \sum \lambda_1 \cdot FA / L$$

を算出し表示する手段を具備したことを特徴とする線維描出装置を提供する。

上記第20の観点による線維描出装置では、上記第10の観点による線維描出方法を好適に実施できる。

【0032】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0033】

－第1の実施形態－

図1は、本発明の一実施形態にかかるMRI装置を示すブロック図である。

このMRI装置100において、マグネットアセンブリ1は、内部に被検体を挿入するためのボア（空間部分）を有し、このボアを取りまくようにして、勾配磁場を形成する勾配コイル（勾配コイルはX軸、Y軸、Z軸の各コイルを備えて

おり、これらの組み合わせによりスライス軸、ワープ軸、リード軸が決まる) 1 Gと、被検体内の原子核のスピンを励起するためのRFパルス印加する送信コイル1 Tと、被検体からのNMR信号を検出する受信コイル1 Rと、静磁場を形成する静磁場電源2 および静磁場コイル1 Cとを具備して構成されている。

なお、静磁場電源2 および静磁場コイル1 C (超伝導磁石) の代わりに、永久磁石を用いてもよい。

【0034】

勾配コイル1 Gは、勾配コイル駆動回路3に接続されている。さらに、送信コイル1 Tは、RF電力増幅器4に接続されている。また、受信コイル1 Rは、前置増幅器5に接続されている。

【0035】

シーケンス記憶回路8は、計算機7からの指令に従い、記憶しているパルスシーケンスに基づいて、勾配コイル駆動回路3を操作し、勾配コイル1 Gにより勾配磁場を形成させると共に、ゲート変調回路9を操作し、RF発振回路10からの高周波出力信号を所定タイミング・所定包絡線のパルス状信号に変調し、それを励起パルスとしてRF電力増幅器4に加え、RF電力増幅器4でパワー増幅した後、マグネットアセンブリ1の送信コイル1 Tに印加し、RFパルスを送信する。

【0036】

前置増幅器5は、マグネットアセンブリ1の受信コイル1 Rで検出された被検体からのNMR信号を増幅し、位相検波器12に inputsする。位相検波器12は、RF発振回路10の出力を参照信号とし、前置増幅器5からのNMR信号を位相検波して、A/D変換器11に与える。A/D変換器11は、位相検波後のアナログ信号をデジタル信号のMRデータに変換して、計算機7に inputsする。

【0037】

計算機7は、A/D変換器11からMRデータを読み込み、画像再構成演算を行ってMR画像を生成する。また、計算機7は、操作卓13から inputsされた情報を受け取るなどの全体的な制御を受け持つ。また、計算機7は、図2を参照して後述する線維描出処理を行う。

表示装置 6 は、MR 画像や後述する線維画像を表示する。

【0038】

図 2 は、MRI 装置 100 による線維描出処理を示すフロー図である。

ステップ P1 では、MRI 装置 100 にて拡散テンソル法または他の撮像方法 (T1 強調、T2 強調など) により収集した 3 次元画像データからアキシャル面またはオブリーク面の MR 画像を生成し表示する。

ステップ P2 では、図 4 に示すように、表示された MR 画像 G1 上で 2 次元の関心領域 R1 (または 3 次元の関心体積領域) を操作者が設定する。

ステップ P3 では、図 5 に示すように、関心領域 R1 (または関心体積領域) 内において、規則的な格子点 g_1, g_2, g_3, \dots を発生させる。

ステップ P4 では、図 6 に示すように、2 次元 (または 3 次元) に、格子点 g_1, g_2, g_3, \dots をランダム移動した点を追跡開始点 S_1, S_2, S_3, \dots とする。ここで、ランダム移動のための乱数としては、例えばガウス分布や一様分布などの分布関数を使用すればよい。また、移動範囲は、格子点 g_1, g_2, g_3, \dots の間隔の範囲にほとんどが入る程度とすればよい。

【0039】

ステップ P5 では、追跡開始点の一つを選択する。

ステップ P6 では、MRI 装置 100 にて拡散テンソル法により収集した 3 次元画像データ中の選択した追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向と FA 値と固有値 (eigenvalue) とを求める。

【0040】

ステップ P7 では、主軸ベクトルの方向に沿った単位距離の位置が 3 次元画像データ空間内部であればその位置を隣接点としてステップ P8 へ進み、3 次元画像データ空間外部であればステップ P11 へ進む。

ステップ P8 では、3 次元画像データの補間等により隣接点でのデータを作成し拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向と FA 値と固有値とを求める。

ステップ P9 では、FA 値が閾値以上なら線維追跡が脳白質線維の末端部に至っていないので線維追跡を続けるためステップ P7 に戻り、FA 値が閾値より小さいなら脳白質線維の末端部に至ったので線維追跡を終了するためステップ P1

1へ進む。

このように、3次元画像データがなくなるか又は線維追跡が脳白質線維の末端部に至るまでステップP7～P9を繰り返し、例えば、図7に示すように、追跡開始点S1から隣接点N1, N2, N3, …と線維を追跡してゆく。その際、接続性の判定は、ベクトルの内積などを利用する。

【0041】

ステップP11では、追跡開始点から最後の隣接点までを一つの脳白質線維として保存する。

ステップP12では、まだステップP5で選択していない追跡開始点が残っていればステップP5に戻り、残っていなければ図3のステップP14に進む。

【0042】

図3のステップP14では、例えば、図8に示すように、保存していた脳白質線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成する。

【0043】

ステップP15では、追跡開始点での不透明度を X_0 とする。また、ある隣接点での不透明度を X_{n+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点でのFA値を FA_n とし、不透明度を X_n とすると、

$$X_{n+1} = FA_n \cdot X_n$$

とする。

【0044】

ステップP16では、拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とすると、表示色(R, G, B)を、

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とする。

【0045】

ステップP17では、不透明度Xと表示色(R, G, B)とを用いて、線維の画像を表示する。

【0046】

第1の実施形態のMRI装置100によれば、次の効果が得られる。

(1) 図8および図9に示すように、観察方向を変えても、重なって並ぶ追跡開始点の数が同程度になる。このため、特定の観察方向で線維密度が急に下がったように見えることを防止できる。なお、関心領域または関心体積領域の全体で見ると、追跡開始点が一様な密度となり、粗密を生じることはない。

(2) 描出された線維の透明度が低い部分は線維追跡の信頼性が高く、透明度が高い部分は線維追跡の信頼性が低いことが判る。そこで、図2のステップP9における閾値を小さくして線維追跡の信頼性が相当低い部分まで描出しても、線維追跡の信頼性が相当低い部分と信頼性が高い部分とを区別でき、正確な診断を行うのに支障を生じなくなる。

(3) 描出された線維の表示色が「白」に近いほど拡散が等方的であり、表示色が「赤」に近いほど拡散が異方的であることが判る。

【0047】

なお、次のように変形してもよい。

(1) 拡散異方性を反映する他の指標（例えば、固有値比 λ_2 / λ_1 , λ_3 / λ_1 , relative anisotropy, volume ratio) を基に不透明度Xを算出してもよい。

(2) $R : G : B = \lambda_1 / (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) : \lambda_2 / (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) : \lambda_3 / (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)$ として表示色 (R, G, B) を決めてもよい。

【0048】

－第2の実施形態－

図10は、第2の実施形態のMRI装置による線維描出処理を示すフロー図である。

ステップQ1では、MRI装置にて拡散テンソル法または他の撮像方法 (T1強調、T2強調など) により収集した3次元画像データからアキシャル面またはオブリーク面のMR画像を生成し表示する。

ステップQ2では、図4に示すように、表示されたMR画像G1上で2次元の関心領域R1 (または3次元の関心体積領域) を操作者が設定する。

ステップQ3では、図5に示すように、関心領域R1 (または関心体積領域) 内において、規則的な格子点 g_1 , g_2 , g_3 , ... を発生させる。

ステップQ4では、図6に示すように、2次元の（または3次元の）に、格子点 g_1, g_2, g_3, \dots をランダム移動した点を追跡開始点 S_1, S_2, S_3, \dots とする。ここで、ランダム移動のための乱数としては、例えばガウス分布や一様分布などの分布関数を使用すればよい。そして、図11のステップQ5へ進む。

【0049】

図11のステップQ5では、追跡開始点の一つを選択する。

ステップQ6では、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中の選択した追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向とFA値と固有値とを求め、主軸ベクトルを追跡方向ベクトルとする。

【0050】

ステップQ7では、追跡方向ベクトルの方向に沿った単位距離の位置に対応する3次元画像データがあればそれを隣接点としてステップQ8へ進み、主軸ベクトルの方向に沿った単位距離の位置に対応する3次元画像データがなければステップQ11へ進む。

ステップQ8では、3次元画像データの補間等により隣接点でのデータを作成し拡散テンソル解析を行って固有ベクトルとFA値と固有値とを求める。

ステップQ9では、FA値が閾値以上なら線維追跡が脳白質線維の末端部に至っていないので線維追跡を続けるためステップQ10へ進み、FA値が閾値より小さいなら脳白質線維の末端部に至ったので線維追跡を終了するためステップQ11へ進む。

【0051】

ステップQ10では、隣接点での拡散テンソルの固有値を $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ とし、固有ベクトルを e_1, e_2, e_3 とし、追跡方向ベクトルを d_{i+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点での追跡方向ベクトルを d_i とするとき、

$$d_{i+1} = \frac{\lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3}{|\lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3|}$$

とする。

図 13 は、追跡方向ベクトル d_{i+1} を示す概念図である。

そして、ステップ Q7 に戻る。

【0052】

このように、3次元画像データがなくなるか又は線維追跡が脳白質線維の末端部に至るまでステップ Q7～Q10 を繰り返す、例えば、図 7 に示すように、追跡開始点 S1 から隣接点 N1, N2, N3, … と線維を追跡してゆく。その際、接続性の判定は、ベクトルの内積などを利用する。

【0053】

ステップ Q11 では、追跡開始点から最後の隣接点までを一つの脳白質線維として保存する。

ステップ Q12 では、まだステップ Q5 で選択していない追跡開始点が残っていればステップ Q5 に戻り、残っていなければ図 12 のステップ Q14 に進む。

【0054】

図 12 のステップ Q14 では、例えば、図 8 に示すように、保存していた脳白質線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成する。

【0055】

ステップ Q15 では、追跡開始点での不透明度を X_0 とする。また、ある隣接点での不透明度を X_{n+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点での FA 値を FA_n とし、不透明度を X_n とするとき、

$$X_{n+1} = FA_n \cdot X_n$$

とする。

【0056】

ステップ Q16 では、拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とするとき、表示色 (R, G, B) を、

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とする。

【0057】

ステップ Q17 では、不透明度 X と表示色 (R, G, B) とを用いて、線維の画像を表示する。

【0058】

第2の実施形態のMRI装置によれば、第1の実施形態の効果に加えて、次の効果が得られる。

(4) 図14に示すように、1つ前の追跡方向ベクトル d_i と d_j とが異なれば、隣接点 N_{i+1} と N_{j+1} とが一致または近接していても、追跡方向ベクトル d_{i+1} と d_{j+1} とが異なることになる。よって、図15に示すように、接続方向が異なる神経線維が交差している神経線維交差部Cでも、それまでの接続方向に基づいて、接続方向が異なる神経線維を区別でき、方向を誤らずに各神経線維を追跡することが出来る。

【0059】

なお、追跡方向ベクトルを決定するのに、適当な数Nを与えて、N個前までの追跡方向ベクトルの平均ベクトルを使用してもよい。

【0060】

ー第3の実施形態ー

図16は、第3の実施形態のMRI装置による線維描出処理を示すフロー図である。

ステップQ1では、MRI装置にて拡散テンソル法または他の撮像方法(T1強調、T2強調など)により収集した3次元画像データからアキシシャル面またはオブリーク面のMR画像を生成し表示する。

ステップQ2'では、図19に示すように、表示されたMR画像G1上で2次元の開始側関心領域R1(または3次元の開始側関心体積領域)および2次元の終了側関心領域R2(または3次元の終了側関心体積領域)を操作者が設定する。

ステップQ3では、図5に示すように、開始側関心領域R1(または関心体積領域)内において、規則的な格子点 g_1, g_2, g_3, \dots を発生させる。

ステップQ4では、図6に示すように、2次元的(または3次元的)に、格子点 g_1, g_2, g_3, \dots をランダム移動した点を追跡開始点 S_1, S_2, S_3, \dots とする。ここで、ランダム移動のための乱数としては、例えばガウス分布や一様分布などの分布関数を使用すればよい。そして、図17のステップQ5へ進む

。

【0061】

図17のステップQ5では、追跡開始点の一つを選択する。

ステップQ6では、MRI装置にて拡散テンソル法により収集した3次元画像データ中の選択した追跡開始点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向とFA値と固有値とを求め、主軸ベクトルを追跡方向ベクトルとする。

【0062】

ステップQ7では、追跡方向ベクトルの方向に沿った単位距離の位置が3次元画像データ空間内部であればその位置を隣接点としてステップQ8へ進み、3次元画像データ空間外部であればステップQ11へ進む。

ステップQ8では、3次元画像データの補間等により隣接点でのデータを作成し拡散テンソル解析を行って固有ベクトルとFA値と固有値とを求める。

ステップQ9では、FA値が閾値以上なら線維追跡が脳白質線維の末端部に至っていないので線維追跡を続けるためステップQ10へ進み、FA値が閾値より小さいなら脳白質線維の末端部に至ったので線維追跡を終了するためステップQ11へ進む。

【0063】

ステップQ10では、隣接点での拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とし、固有ベクトルを e_1 , e_2 , e_3 とし、追跡方向ベクトルを d_{i+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点での追跡方向ベクトルを d_i とすると、

$$d_{i+1} = \frac{\{\lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3\}}{|\lambda_1 (e_1 \cdot d_i) e_1 + \lambda_2 (e_2 \cdot d_i) e_2 + \lambda_3 (e_3 \cdot d_i) e_3|}$$

とする。

図13は、追跡方向ベクトル d_{i+1} を示す概念図である。

そして、ステップQ7に戻る。

【0064】

このように、3次元画像データがなくなるか又は線維追跡が脳白質線維の末端部に至るまでステップQ7～Q10を繰り返し、例えば、図7に示すように、追

跡開始点 S 1 から隣接点 N 1, N 2, N 3, …と線維を追跡してゆく。その際、接続性の判定は、ベクトルの内積などを利用する。

【0065】

ステップ Q 1 1 では、追跡開始点から最後の隣接点までを一つの脳白質線維として保存する。

ステップ Q 1 2 では、まだステップ Q 5 で選択していない追跡開始点が残っていればステップ Q 5 に戻り、残っていなければ図 1 8 のステップ Q 1 3 へ進む。

【0066】

図 1 8 のステップ Q 1 3 では、求めた線維と終了側関心領域 R 2（または終了側関心体積領域）とに交点があるか否か判定し、交点がある線維だけを選択する。

ステップ Q 1 4' では、例えば、図 2 0 に示すように、選択した脳白質線維 f だけを所望の観察方向から見た如き画像を生成する。

【0067】

ステップ Q 1 5 では、追跡開始点での不透明度を X_0 とする。また、ある隣接点での不透明度を X_{n+1} とし、1つ前の隣接点または追跡開始点での FA 値を FA_n とし、不透明度を X_n とするとき、

$$X_{n+1} = FA_n \cdot X_n$$

とする。

【0068】

ステップ Q 1 6 では、拡散テンソルの固有値を λ_1 , λ_2 , λ_3 とするとき、表示色 (R, G, B) を、

$$R : G : B = 1 : \lambda_2 / \lambda_1 : \lambda_3 / \lambda_1$$

とする。

【0069】

ステップ Q 1 7 では、不透明度 X と表示色 (R, G, B) とを用いて、選択した線維の画像を表示する。

【0070】

ステップ Q 1 8 では、選択した線維に関する拡散テンソルの第 1 固有値を λ_1

とし、FA 値を FA とし、線維の全長を L とするとき、選択した線維すべてについての総和である、

$$M_Value = \sum \lambda_i \cdot FA / L$$

を算出し、表示する。

【0071】

第3の実施形態のMRI装置によれば、第2の実施形態の効果に加えて、次の効果が得られる。

(5) 2つの部位を通る神経線維 f だけを描出するため、2つの部位間の神経線維 f の接続状態を視認できる。

(6) 2つの部位を神経線維が接続する強さの指標として M_Value を使うことで、定量評価が可能となる。

【0072】

なお、選択した線維数で M_Value を割って平均 M_Value を表示してもよい。

また、M_Value に応じて線維の表示輝度や表示色を変化させて表示してもよい。

。

【0073】

【発明の効果】

本発明の線維描出方法および線維描出装置によれば、次の効果が得られる。

(1) 観察方向を変えても、重なって並ぶ追跡開始点の数が同程度になる。このため、特定の観察方向で線維密度が急に下がったように見えることを防止できる。なお、関心領域または関心体積領域の全体で見ると、追跡開始点が一様な密度となり、粗密を生じることはない。

(2) 描出された線維の透明度が低い部分は線維追跡の信頼性が高く、透明度が高い部分は線維追跡の信頼性が低いことが判る。そこで、線維追跡の信頼性が相当低い部分まで描出しても、線維追跡の信頼性が相当低い部分と信頼性が高い部分とを区別でき、正確な診断を行うのに支障を生じなくなる。

(3) 描出された線維の表示色により、拡散が等方的であるか異方的であるかを視認できる。

(4) 接続方向が異なる神経線維が交差している部分でも、それまでの接続方向

に基づいて、接続方向が異なる神経線維を区別でき、方向を誤らずに各神経線維を追跡できる。

(5) 2つの部位を通る神経線維だけを描出できるため、2つの部位間の神経線維の接続状態を視認できる。

(6) 2つの部位を神経線維が接続する強さの定量評価が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

第1の実施形態に係るMRI装置を示すブロック図である。

【図2】

第1の実施形態に係る線維描出処理を示すフロー図である。

【図3】

図2の続きのフロー図である。

【図4】

関心領域を設定する画面の例示図である。

【図5】

規則的に並ぶ格子点の例示図である。

【図6】

不規則に位置をずらせた追跡開始点の例示図である。

【図7】

線維追跡状態を示す概念図である。

【図8】

求めた線維を所望の観察方向から見た如き画像の例示図である。

【図9】

求めた線維を別の観察方向から見た如き画像の例示図である。

【図10】

第2の実施形態に係る線維描出処理を示すフロー図である。

【図11】

図10の続きのフロー図である。

【図12】

図 1 1 の続きのフロー図である。

【図 1 3】

追跡方向ベクトルを示す概念図である。

【図 1 4】

線維が交差する場合でも追跡方向を誤らないことを示す概念図である。

【図 1 5】

神経線維交差部でも追跡方向を誤らないことを示す説明図である。

【図 1 6】

第 3 の実施形態に係る線維描出処理を示すフロー図である。

【図 1 7】

図 1 6 の続きのフロー図である。

【図 1 8】

図 1 7 の続きのフロー図である。

【図 1 9】

開始側関心領域および終了側関心領域を設定する画面の例示図である。

【図 2 0】

開始側関心領域と終了側関心領域を接続する線維だけを表示する画面の例示図である。

【図 2 1】

従来の線維描出処理を示すフロー図である。

【図 2 2】

関心領域を設定する画面の例示図である。

【図 2 3】

規則的に並ぶ追跡開始点の例示図である。

【図 2 4】

線維追跡状態を示す概念図である。

【図 2 5】

求めた線維を所望の観察方向から見た如き画像の例示図である。

【図 2 6】

求めた線維を別の観察方向から見た如き画像の例示図である。

【図 2 7】

神経線維交差部で線維が交差することを示す概念図である。

【図 2 8】

神経線維交差部でも追跡方向を誤ることを示す説明図である。

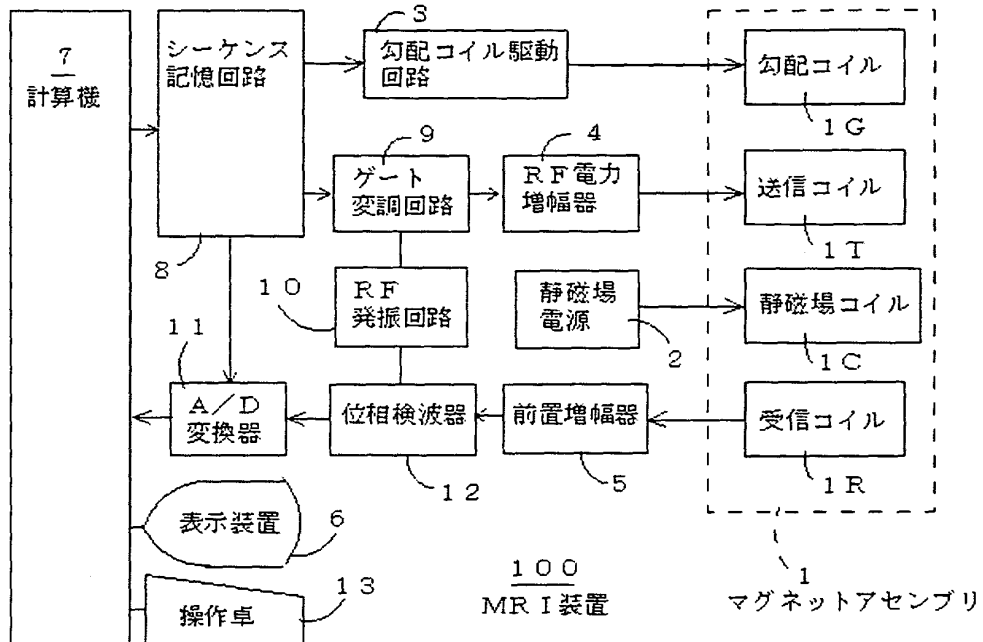
【符号の説明】

1 0 0	M R I 装置
1	マグネットアセンブリ
6	表示装置
7	計算機
1 3	操作卓

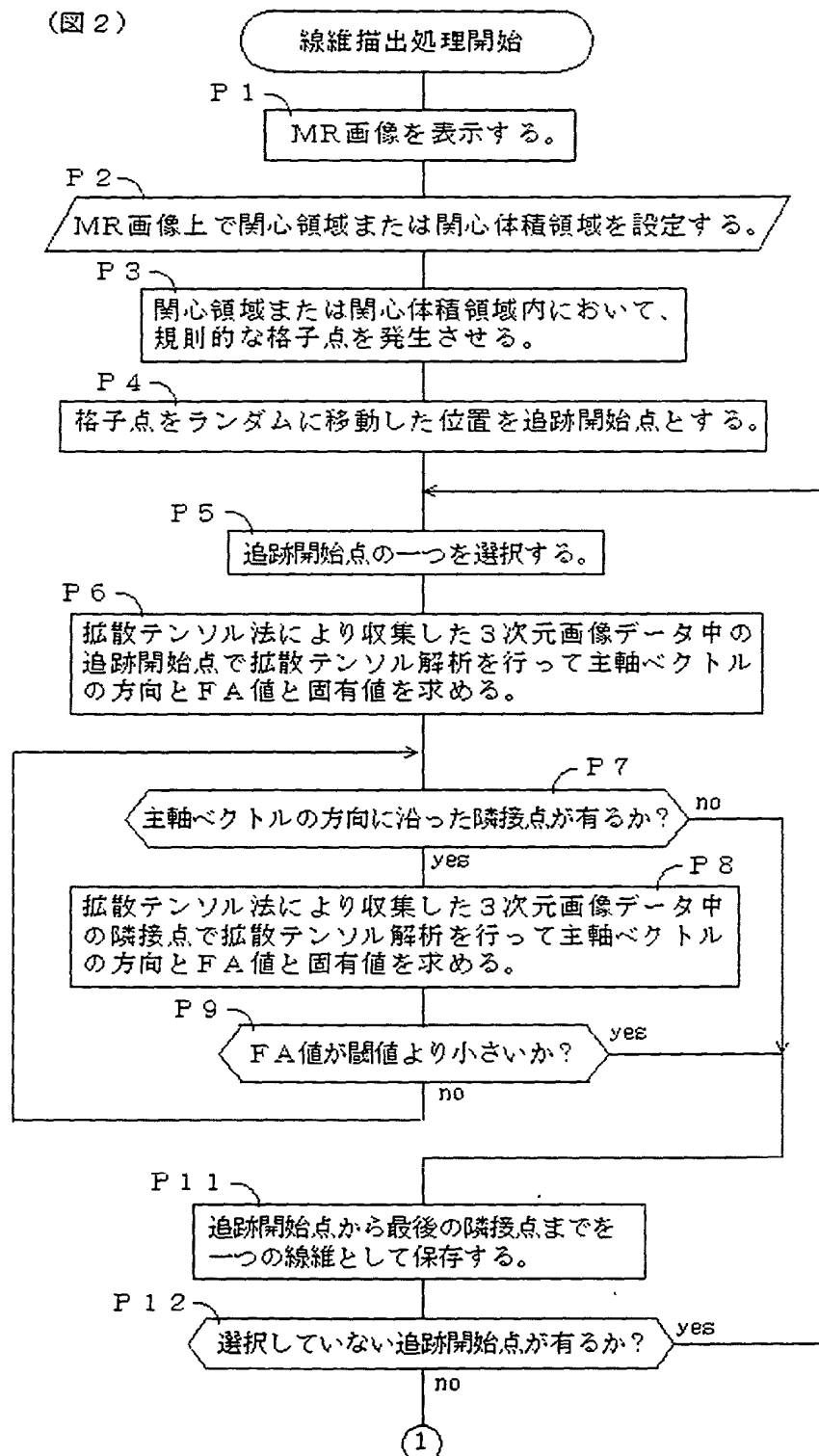
【書類名】 図面

【図 1】

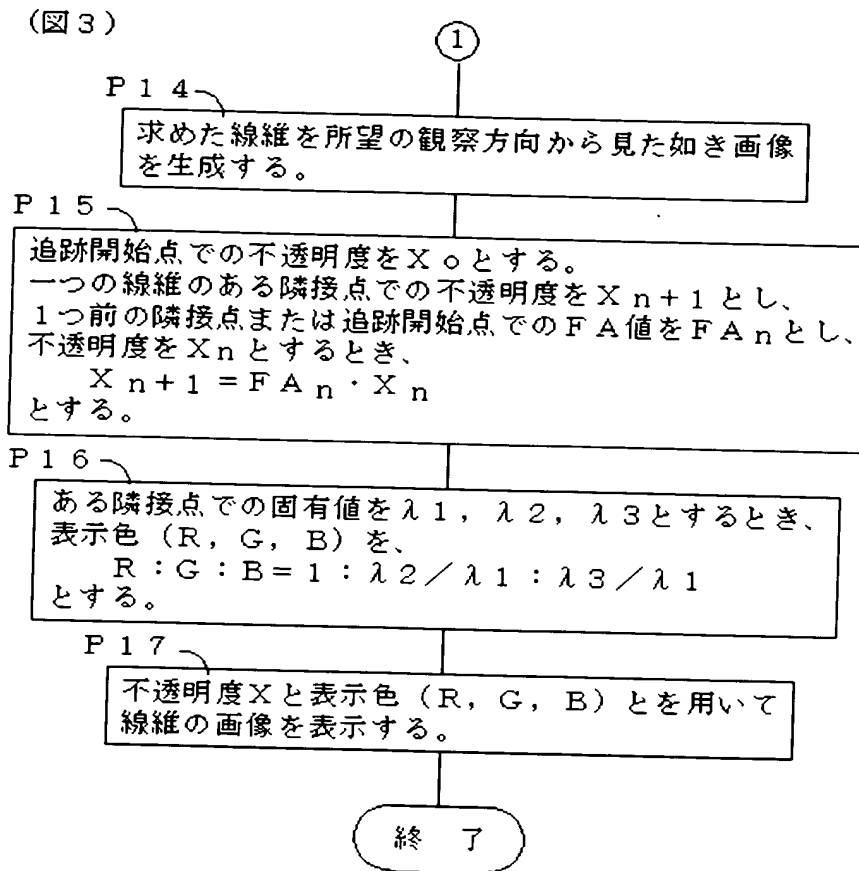
(図 1)



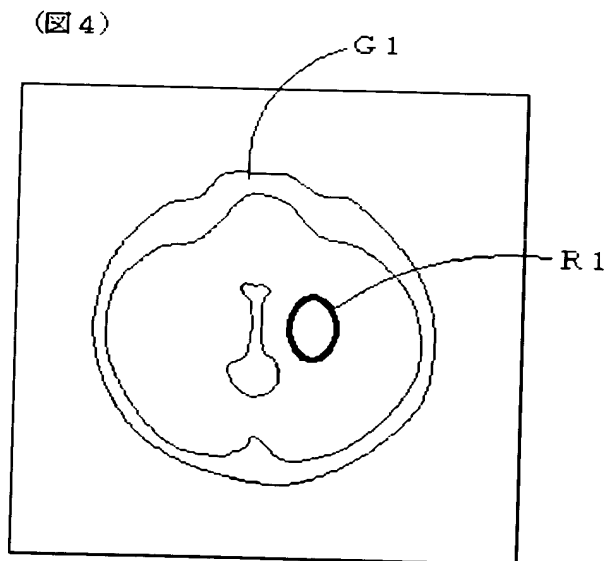
【図 2】



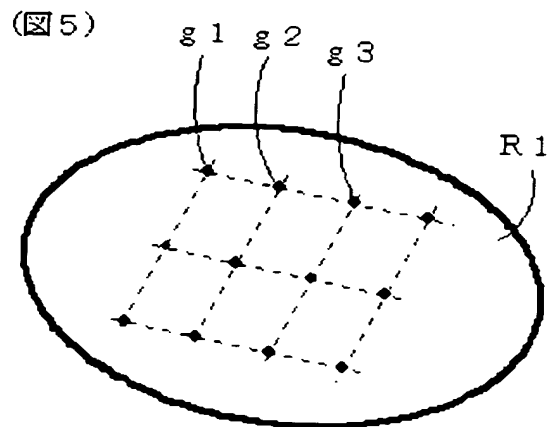
【図 3】



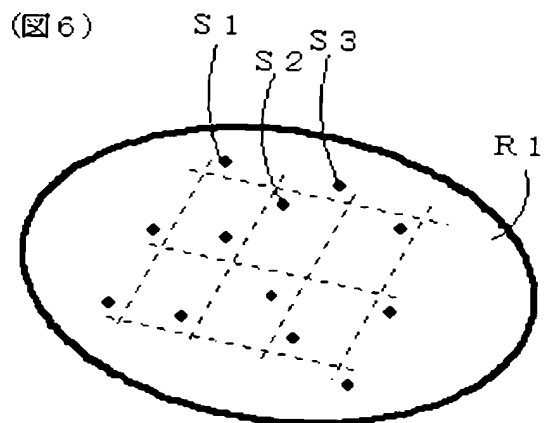
【図 4】



【図 5】

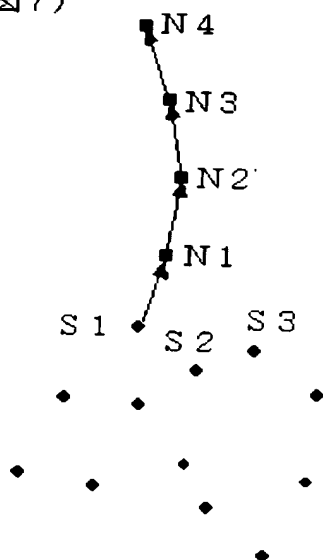


【図 6】



【図 7】

(図 7)



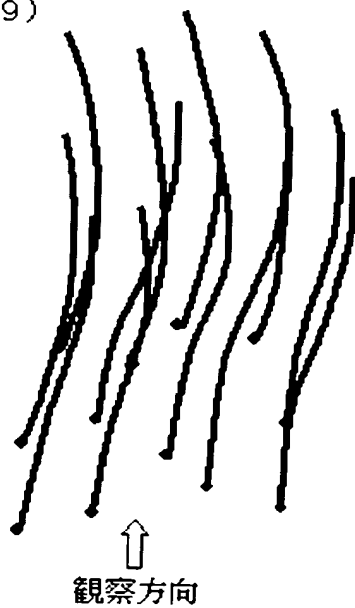
【図 8】

(図 8)



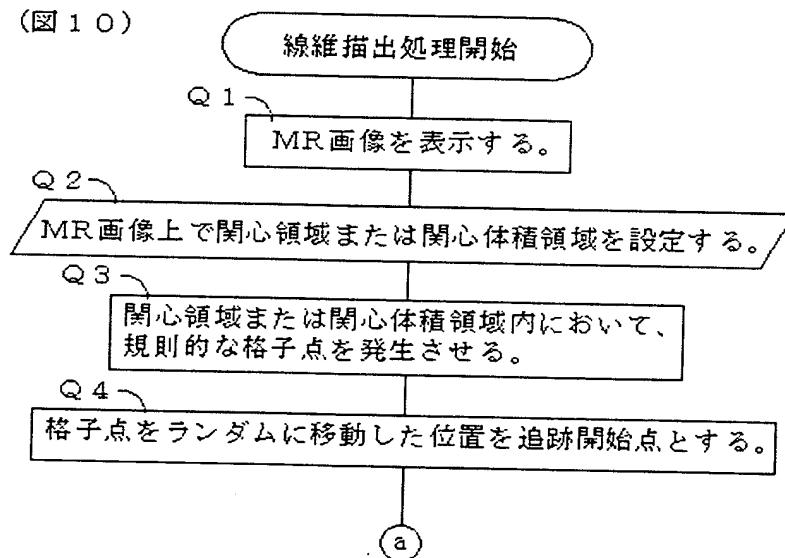
【図 9】

(図 9)

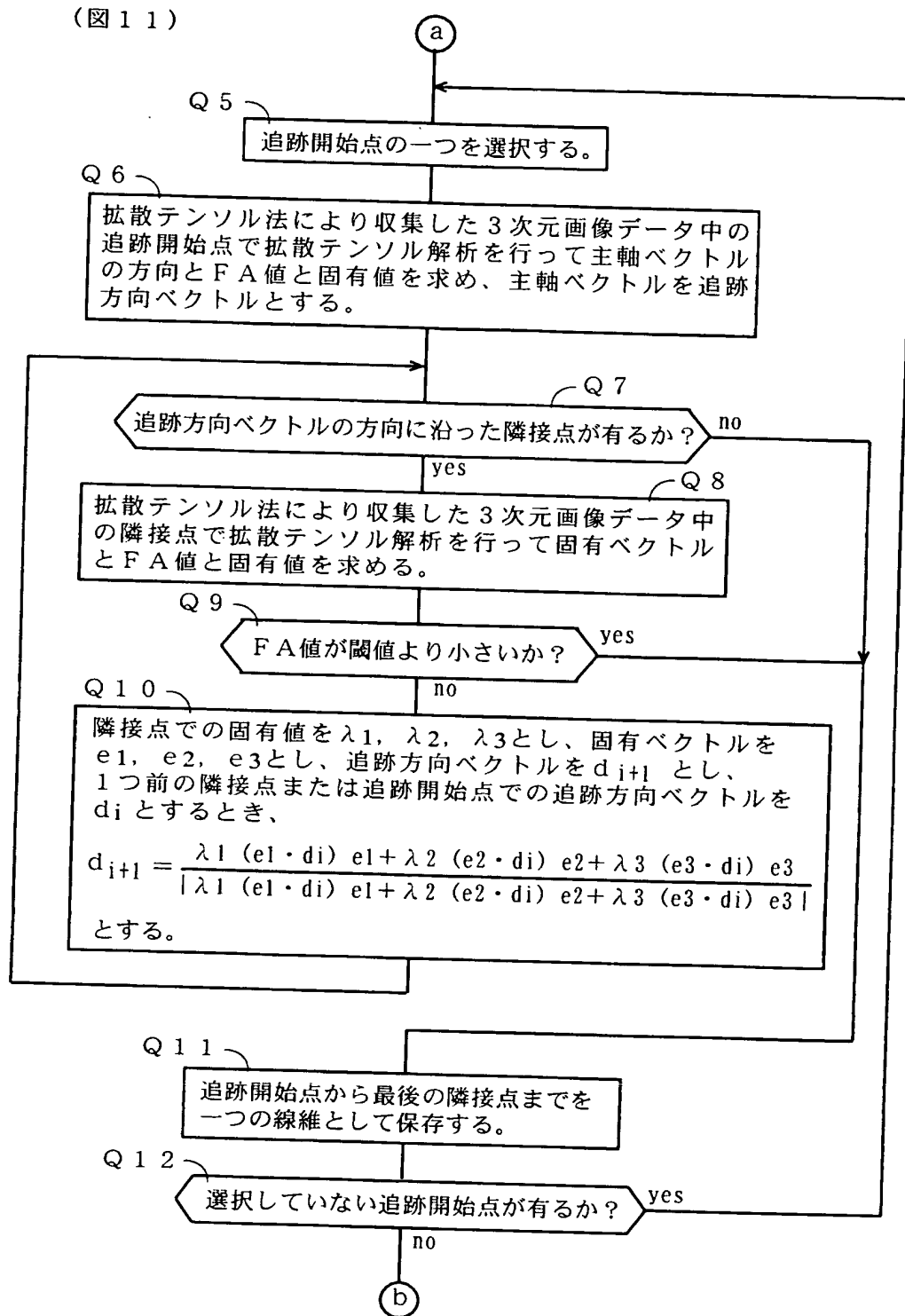


【図 10】

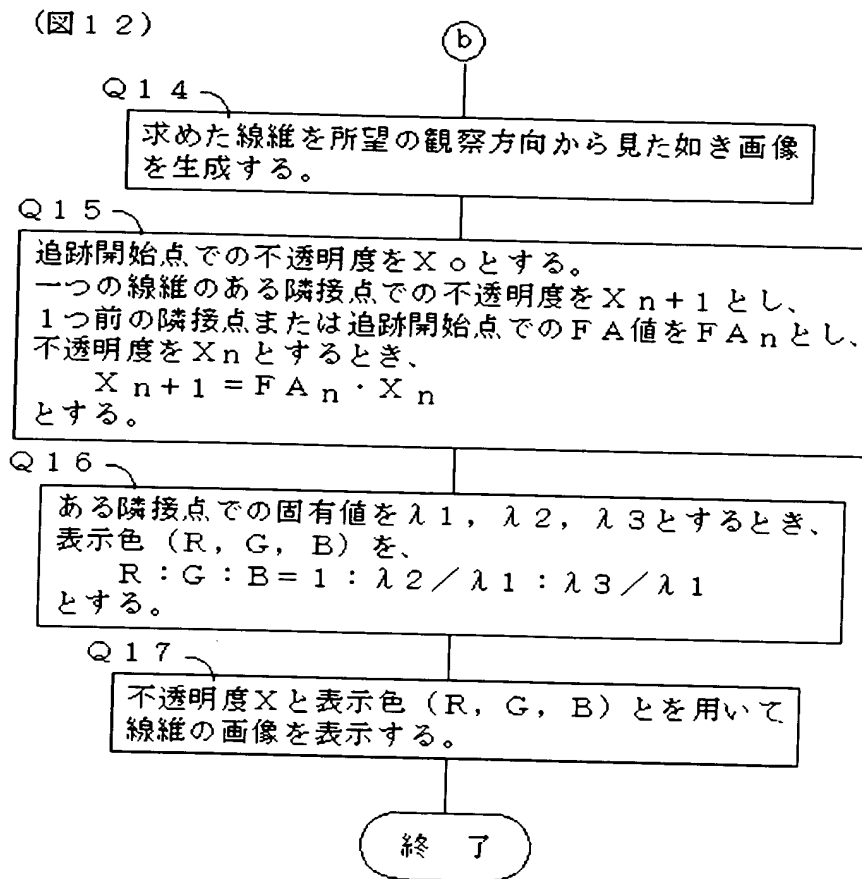
(図 10)



【図 11】

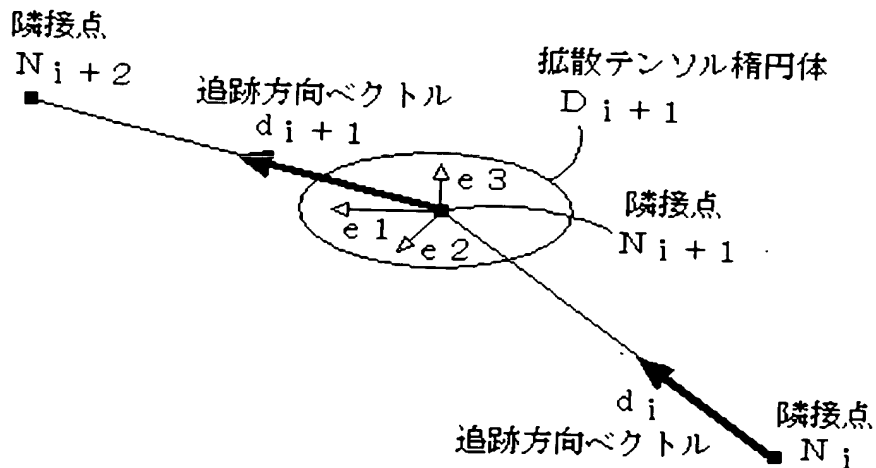


【図 12】

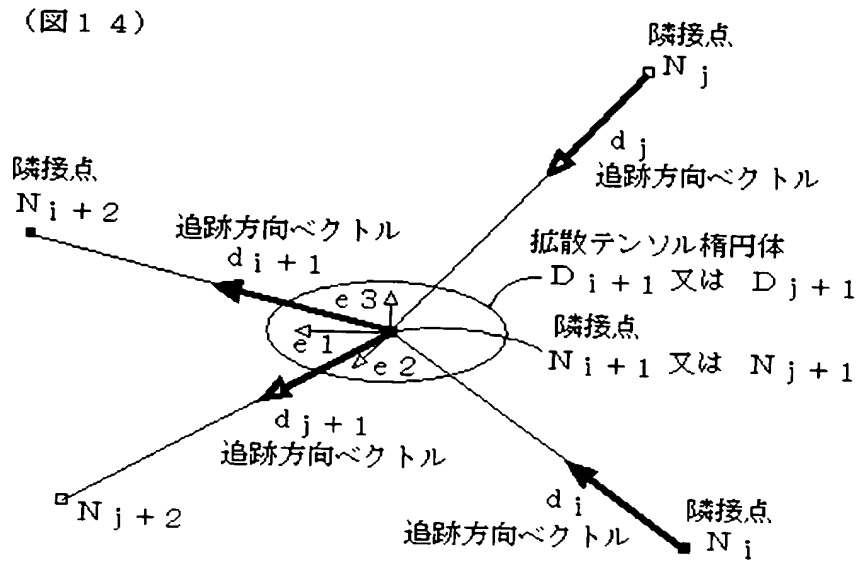


【図 13】

(図 13)

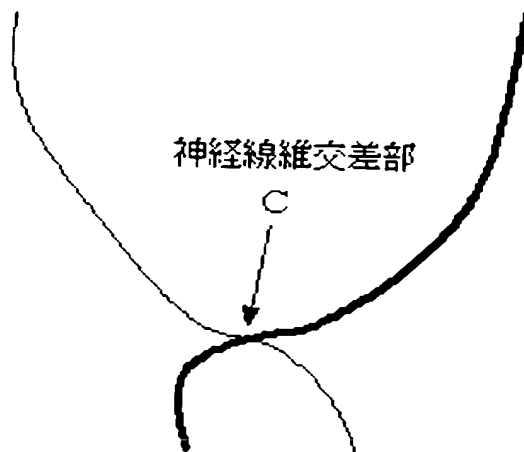


【図 14】

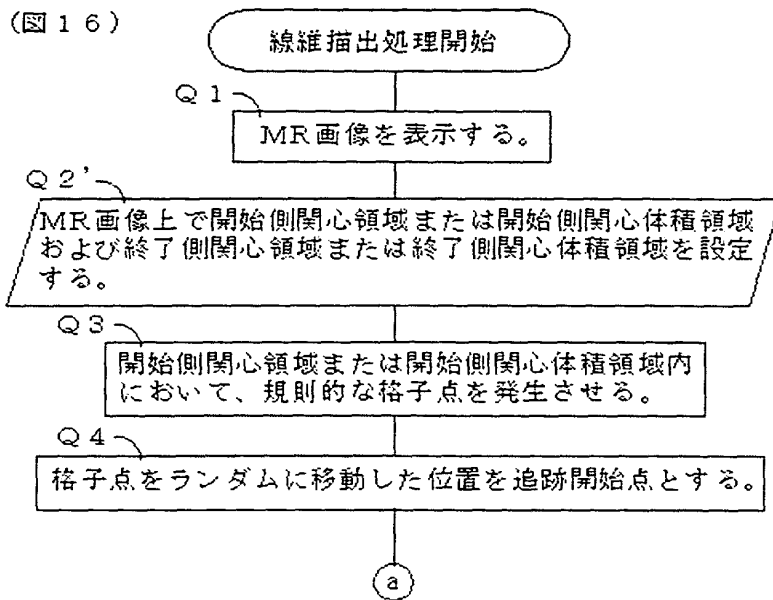


【図 15】

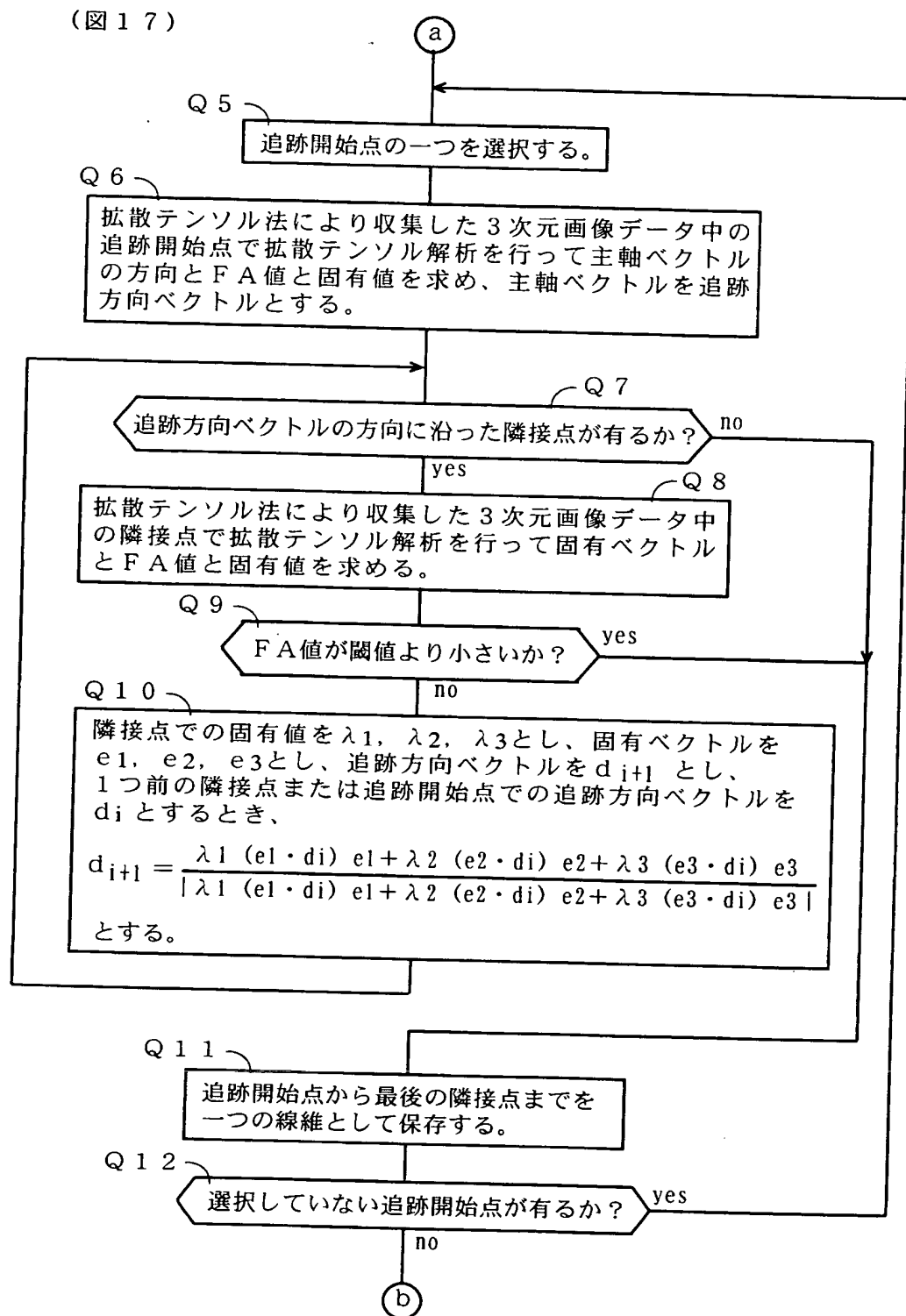
(図 15)



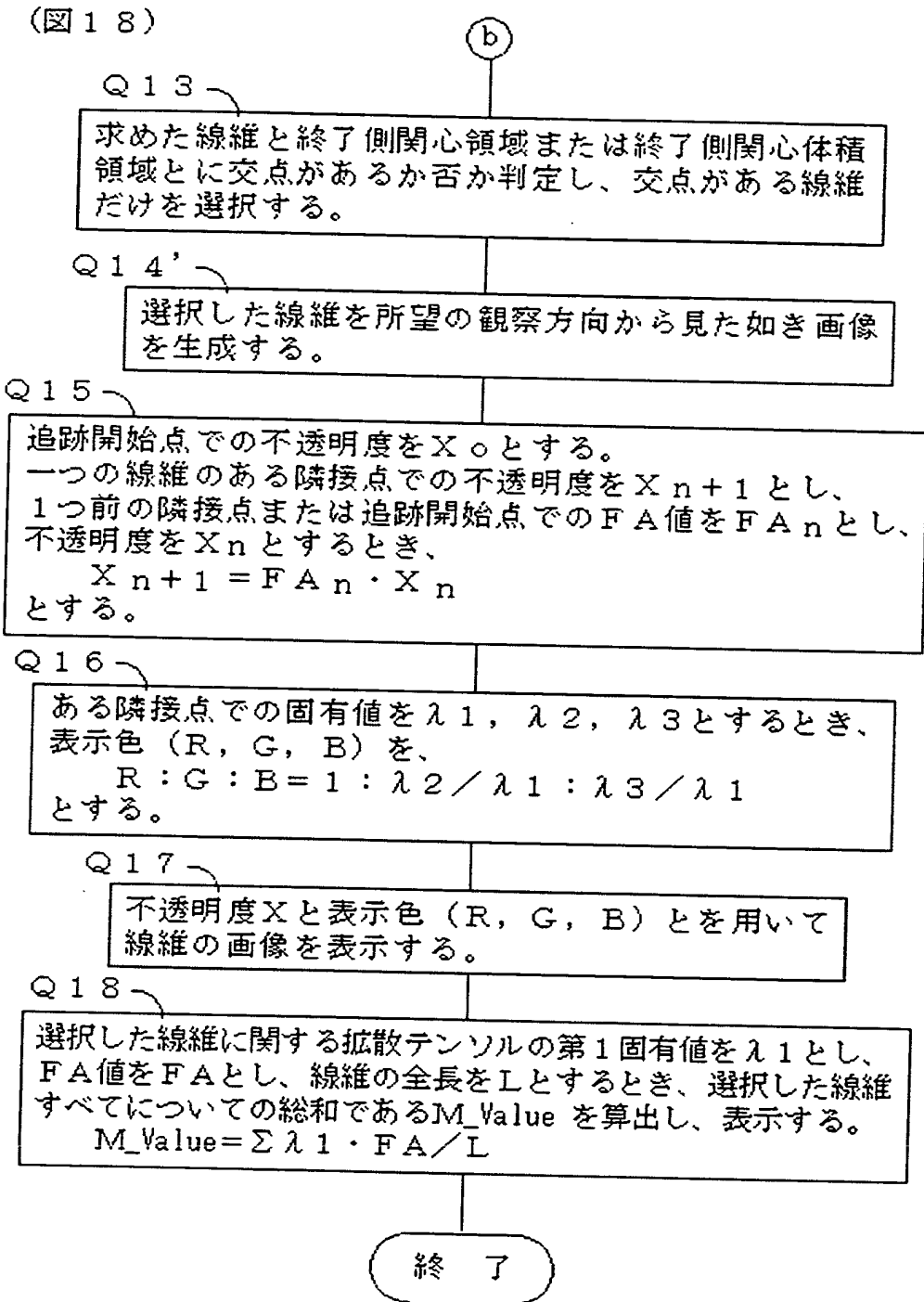
【図 16】



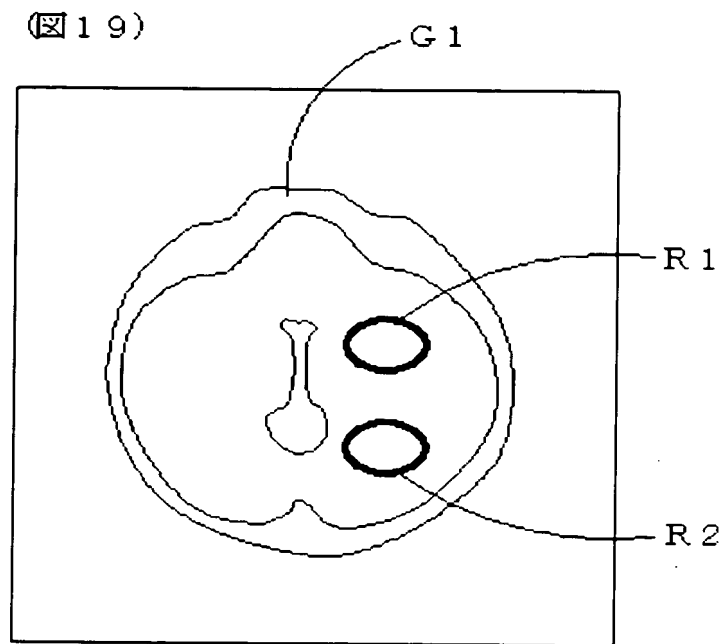
【図 17】



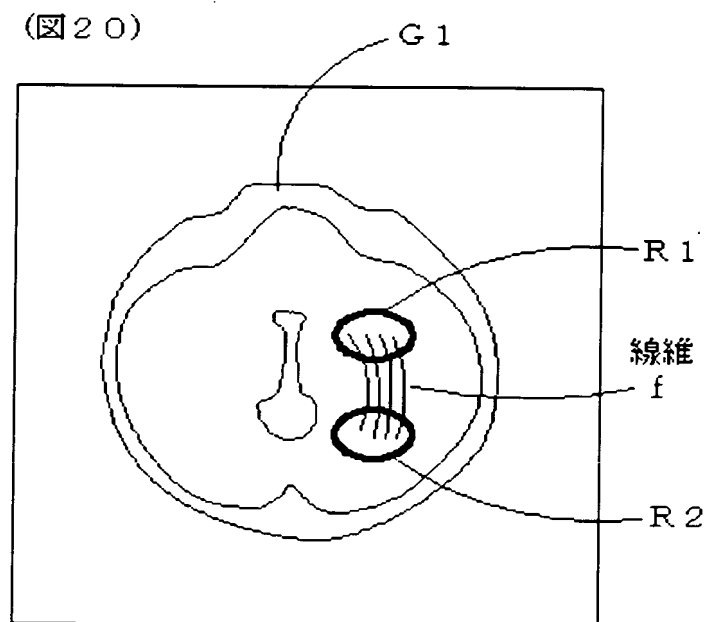
【図18】



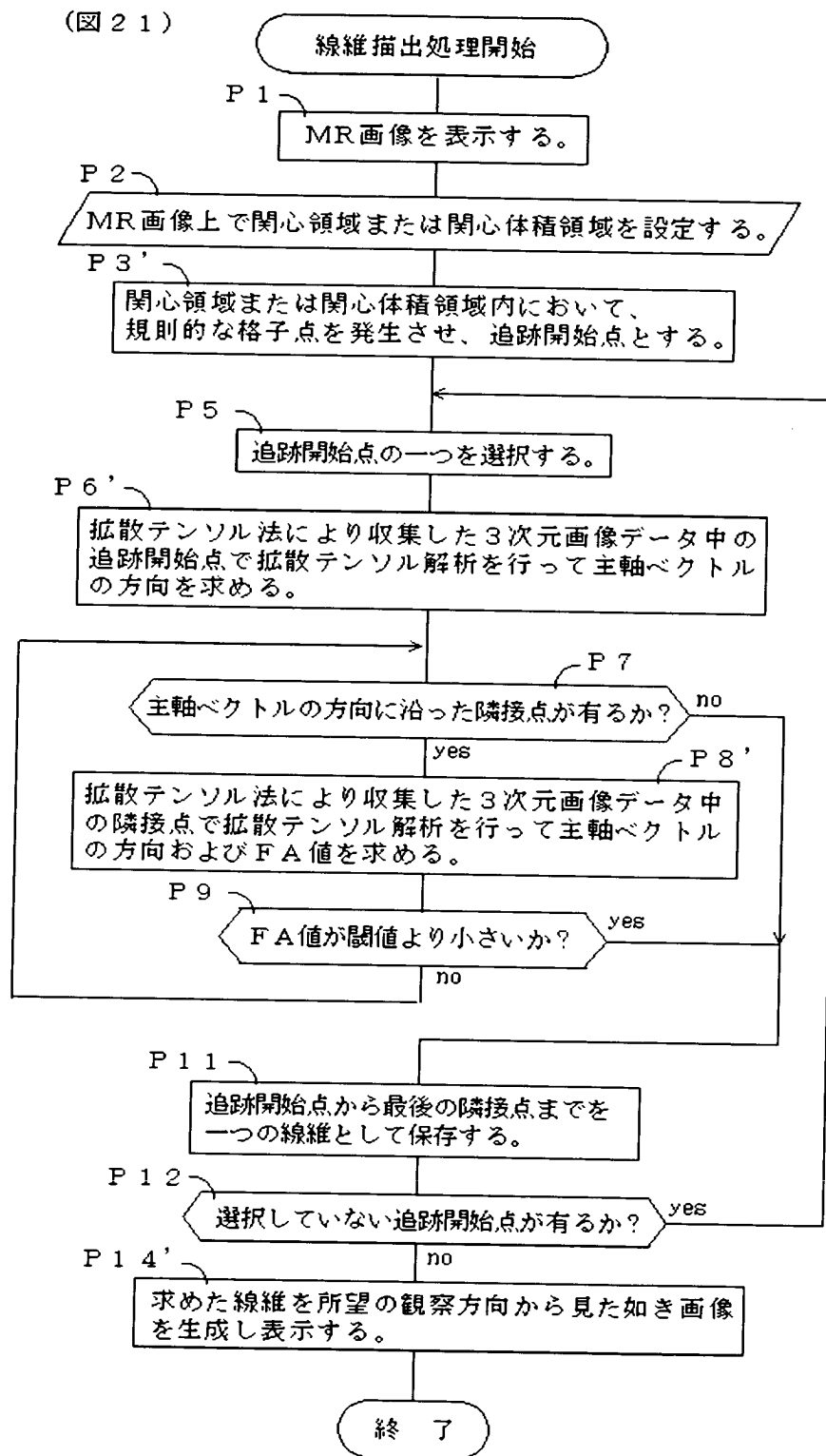
【図 19】



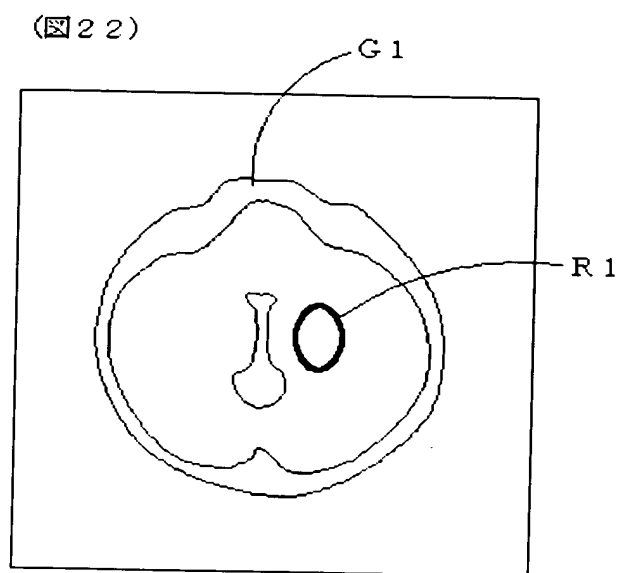
【図 20】



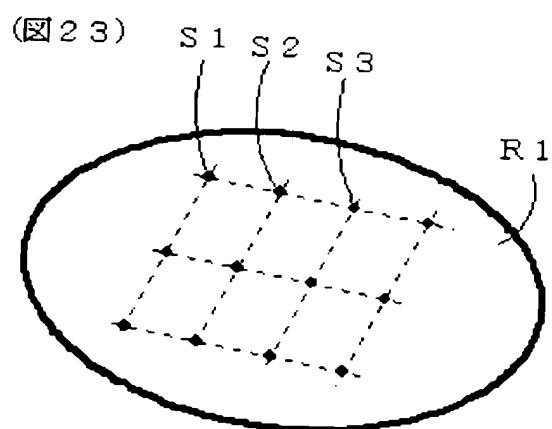
【図 21】



【図 22】

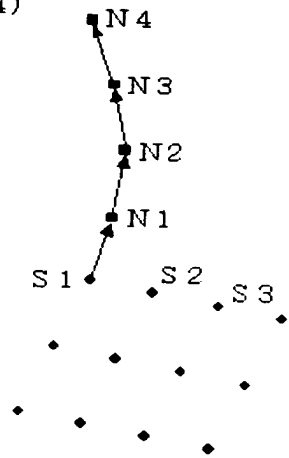


【図 23】



【図 2 4】

(図 2 4)



【図 2 5】

(図 2 5)



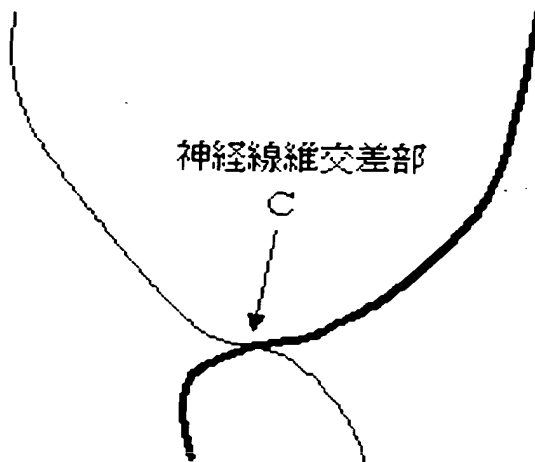
【図 26】

(図 26)



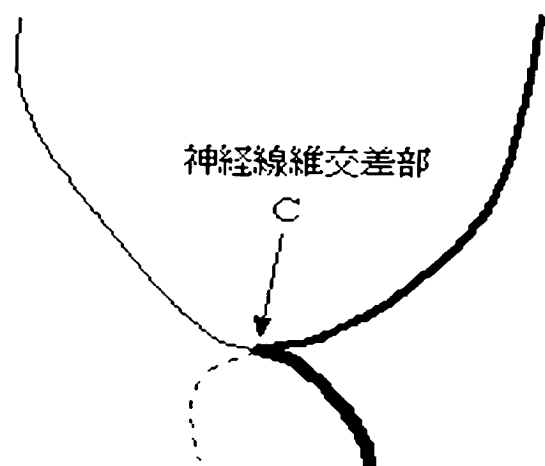
【図 27】

(図 27)



【図 28】

(図 28)



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 特定の観察方向で線維密度が急に下がったように見えることを防止する

。

【解決手段】 拡散テンソル法により収集したMR画像データ中に関心領域R1を設定し、関心領域R1内に規則的な格子点を設定し、格子点をランダム移動した点を追跡開始点S1、S2、…とし、画像データ中の各追跡開始点S1、S2、…で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求め、主軸ベクトルの方向に沿った隣接点を選択しその隣接点で拡散テンソル解析を行って主軸ベクトルの方向を求めることを繰り返して線維を追跡し、追跡した各線維を所望の観察方向から見た如き画像を生成し表示する。

【効果】 観察方向を変えても、重なって並ぶ追跡開始点の数が同程度になるため、特定の観察方向で線維密度が急に下がったように見えることを防止できる。

【選択図】 図6

特願 2 0 0 2 - 2 5 0 6 2 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [3 0 0 0 1 9 2 3 8]

1. 変更年月日 2 0 0 0 年 3 月 1 日
[変更理由] 新規登録
住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ
・ノース・グランドビュー・ブールバード・ダブリュー・7 1
0 ・3 0 0 0
氏 名 ジーイー・メディカル・システム・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー
2. 変更年月日 2 0 0 0 年 3 月 1 5 日
[変更理由] 名称変更
住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ
・ノース・グランドビュー・ブールバード・ダブリュー・7 1
0 ・3 0 0 0
氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー

特願 2 0 0 2 - 2 5 0 6 2 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 0 2 3 1 4 8 6 1]

1. 変更年月日

2 0 0 2 年 8 月 2 9 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都文京区弥生 2 - 1 4 - 1 0 - 3 0 6

氏 名

増谷 佳孝

特願 2 0 0 2 - 2 5 0 6 2 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 0 2 3 1 4 8 7 2]

1 . 変 更 年 月 日

2 0 0 2 年 8 月 2 9 日

[変 更 理 由]

新 規 登 録

住 所

東 京 都 文 京 区 本 駒 込 1 - 2 5 - 2 7

氏 名

阿 部 修

特願 2 0 0 2 - 2 5 0 6 2 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 0 2 3 1 4 8 8 3]

1. 変更年月日

2 0 0 2 年 8 月 2 9 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都文京区西片 1 - 1 - 5 - 5 0 2

氏 名

青木 茂樹